

MEASURING DEVICE FOR METABOLISM INFORMATION

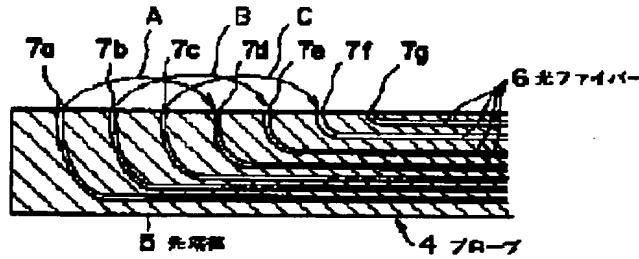
Patent number: JP5103774
Publication date: 1993-04-27
Inventor: NAKADA AKIO others: 09
Applicant: OLYMPUS OPTICAL CO LTD
Classification:
 - international: A61B5/14; A61B1/00; A61B10/00
 - european:
Application number: JP19910270998 19911018
Priority number(s):

[Report a data error here](#)

Abstract of JP5103774

PURPOSE: To provide a metabolism information measuring device which can measure accurately and distributively the metabolism information of a living body tissue.

CONSTITUTION: Plural light emitting and receiving windows 7a-7f are provided along the axial direction of a tip portion 5 at a side surface of the tip portion 5 of a probe 4, and functions to emit inspection light that measures the metabolism information of a living body tissue, to the tissue and at the same time to receive inspection light that has transmitted the inside of the tissue, at light emitting and receiving windows 7a-7f, are provided. When the tip portion 5 of the probe 4 inserted into the body cavity of the living body is pressed against the tissue and inspection light is emitted in order through plural light emitting and receiving windows 7a-7f, inspection light transmits the tissue while conducting scattering and reflecting, and is received at light receiving portions opposite to light emitting and receiving windows 7a-7f. By repeating this, the metabolism information of the tissue is measured distributively.



Data supplied from the **esp@cenet** database - Patent Abstracts of Japan

BEST AVAILABLE COPY

(19)日本国特許庁 (JP)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平5-103774

(43)公開日 平成5年(1993)4月27日

(51)Int.Cl. ⁵	識別記号	序内整理番号	F I	技術表示箇所
A 6 1 B 5/14	3 1 0	8932-4C		
1/00	3 0 0 D	7831-4C		
10/00	E	7831-4C		

審査請求 未請求 請求項の数1(全8頁)

(21)出願番号 特願平3-270998

(22)出願日 平成3年(1991)10月18日

(71)出願人 000000376
オリンパス光学工業株式会社
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(72)発明者 中田 明雄
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内
(72)発明者 金子 守
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内
(72)発明者 倉本 聖治
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内
(74)代理人 弁理士 鈴江 武彦

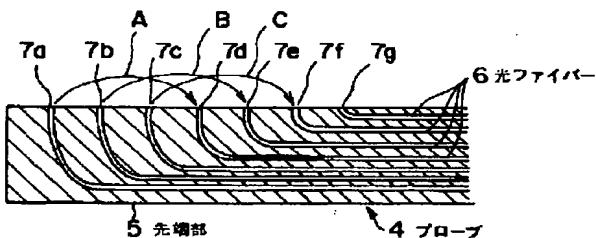
最終頁に続く

(54)【発明の名称】代謝情報測定装置

(57)【要約】

【目的】生体組織の代謝情報を分布的に正確に測定できる代謝情報測定装置を提供することにある。

【構成】プローブ4の先端部5における側面に先端部5の軸方向に沿って複数の送受光窓7a～7fを設け、生体組織に対して組織の代謝情報を測定する検査光を出射するとともに、組織内を透過した検査光を送受光窓7a～7fで受光する機能を持っている。生体の体腔内に挿入したプローブ4の先端部5を組織に押し当て、複数の送受光窓7a～7fから順次検査光を出射すると、検査光は組織を散乱、反射しながら透過し、送受光窓7a～7fに対応する受光部に受光される。これを繰り返すことによって組織の代謝情報を分布的に測定する。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 生体組織に対して組織の代謝情報を測定する検査光を出射する検査光出射手段と、前記組織内を透過した検査光を受光する受光手段とを有する代謝情報測定装置において、プローブの軸方向に沿って前記検査光出射部または検査光受光部のうち少なくとも一方を複数配置したことを特徴とする代謝情報測定装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】 この発明は、光を用いて心臓や脳等の生体組織や器官内の酸素飽和度すなわち酸素代謝等の生体情報を測定するのに適した生体組織の代謝情報測定装置に関する。

【0002】

【従来の技術】 赤色から近赤外領域の光は生体組織に対しての高い透過性やヘモグロビン、ミオグロビン、チトクローム酸化酵素などの生体の酸素代謝をつかさどる物質への吸光性やその酸素結合情報に対応する吸光スペクトルの変化といった特徴を持っている。

【0003】 このような特徴を利用して、U.S.P. 4,223,680, U.S.P. 4,281,645 に示されているように、生体内の心臓や脳などの各種器官の酸素代謝を測定する方法が知られている。これは、700～1300 nm の近赤外領域の光を生体内的器官や組織に照射し、前記器官および組織深部より反射してきた反射光、あるいは透過してきた光を検出して、波長間の光強度を比較演算することで血液量、ヘモグロビンおよびチトクロームの酸素化度を測定している。

【0004】 ここで、前記チトクロームとは、細胞のミトコンドリア内に存在する銅を持つ色素タンパク質（酸化型 Cu²⁺還元型 Cu⁺）。通常 80% が酸化型であるが、虚血時、早期に還元型となる。このため、各波長の吸収量からチトクロームの酸化還元状態を測定でき、組織の酸素代謝の指標として使用される。

【0005】 心筋梗塞が起きた場合、最悪の場合は心筋の壊死に至るが、早期や急性の場合には心筋の活動は停止しているが、壊死に至らない場合がある。このような場合には P.T.C.A. やバイパスが有効である。これまで、P.E.T. を用いて心筋が生きているか、死んでいるかの診断を行い、バイパス術の実施の判断を行っていたが、P.E.T. 装置は、きわめて高価であり、あまり普及していない。

【0006】 心筋組織を測定する場合、実際には、下肢大動脈からスコープを挿入し、図 20 に示すように、スコープ 1 の先端部 2 を心筋組織 3 に押し当てながら冠状動脈にあらかじめ配置されたバルーン等で所定期間閉塞させて心筋の代謝変化を測定することで診断している。このとき、心筋が死んでいると代謝変化はないことから、心筋が生きているか、死んでいるかを診断できる。

【0007】 ところで、従来の代謝情報測定装置として

10

20

30

40

40

50

知られている特開昭59-230533号公報は、光源からの光を投光用ファイバを通じて生体組織に投光し、生体組織からの反射光を複数の光ファイバ束を用いて受光部へ伝送し、端面にそれぞれ設けた異なる波長フィルタで分光した後、各波長別に反射光の強さを測定して対象となる生体組織の情報を測定している。

【0008】 また、特公昭61-11614号公報は、700～1300 nm のスペクトル範囲内にある各種波長の光を含む近赤外領域を所定のサイクルで交互に断続的に生体組織に投光し、生体組織からの反射光を受光部で受光し、各波長別に反射光の強さを測定して対象となる生体組織の情報を測定している。

【0009】

【発明が解決しようとする課題】 ところで、U.S.P. 4,223,680, U.S.P. 4,281,645 の両特許において、出願人は近赤外領域の光を用いて酸素代謝を計測する場合では、その光の経路は比較的長くなければならないと強調している。つまり、長い経路にまとまるというようにするということは対象とする組織に対し深部の代謝情報を含むことができるからである。

【0010】 また、臓器の代謝を一方向から光を照射および検出する（これを反射方式と呼ぶ）場合、前記目的を達成するためには、光の照射部および検出部はそれぞれ数センチ程度離す必要があると述べている。“近赤外生体計測法を用いた対外循環時の脳酸素代謝の監視” 人口臓器19(1)535-538(1990) では脳内の酸素代謝を測定するため照射部と検出部を 3～4 cm 離している。

【0011】 また、近年、光ファイバーバンドルを用いて、胃、大腸はもちろんのこと血管内を画像で観察できる内視鏡が医学全般で利用されている。この内視鏡は対外から見えない臓器を体腔内から直接観察することで疾患の診断を正確かつ早期に行える特徴を持つ。

【0012】 さらに、内視鏡にはチャンネルという孔が設けられており、対外よりチャンネルを通じて体内に生検鉗子、電気メスなどの処置具が挿入可能で画像による診断では分からぬ病変部の診断や治療等に用いられる。

【0013】 最近ではこのチャンネルを利用して酸素飽和度を測定するための光ファイバープローブを挿入して、病変部の代謝情報を診断したり、または光プローブを X 線透視下で直接挿入して臓器の酸素代謝を求める検討が行われている。

【0014】 前記光プローブについては“光ファイバープローブを用いた医用反射光スペクトル分析装置” 医用電子と生体工学 Vol. 28 No.3(1990), 特開昭59-230533 に詳しい。

【0015】 ところで、前述のような光ファイバープローブは体腔内に挿入可能なように、そのプローブの挿入部の外径は細く、そのため、光を照射する照射部と検出する検出部が極めて近接して配置されており、また光速

に比べ十分に長い時間幅のパルス光を使っているため、光が比較的長い経路をまたがらず組織表面を通過した光を検出するようになっている。すなわち、このような方法は組織の表面に限って代謝情報を測定するものであり、組織深部の代謝情報は組織の表皮や表皮表面についた体液や血液の影響を強く受け測定できなかった。

【0016】この発明は、前記事情に着目してなされたもので、その目的とするところは、生体組織の代謝情報を分布的に正確に測定できる代謝情報測定装置を提供することにある。

【0017】

【課題を解決するための手段】この発明は、前記目的を達成するために、生体組織に対して組織の代謝情報を測定する検査光を射出する検査光出射手段と、前記組織内を透過した検査光を受光する受光手段とを有するものにおいて、プローブの軸方向に沿って前記検査光出射部または検査光受光部のうち少なくとも一方を複数配置したことがある。

【0018】

【作用】生体の体腔内に挿入したプローブの先端部を被検査部としての生体組織に押し当て、複数の検査光出射部から順次検査光を射出すると、検査光は生体組織を散乱、反射しながら透過し、前記検査光出射部に対応する検査光受光部に受光される。これを繰り返すことによって生体組織の代謝情報を分布的に測定する。

【0019】

【実施例】以下、この発明の各実施例を図面に基づいて説明する。

【0020】図1～図4は第1の実施例であり、図1は代謝情報検出用プローブ4の先端部5を示す。プローブ4には複数本の光ファイバー6が内蔵されており、先端部5の側面においては挿入部の軸方向に沿って等間隔に複数の送受光窓7a～7gが配置され、前記各光ファイバー6の先端面は各送受光窓7a～7gに接続されている。

【0021】また、前記各光ファイバー6の末端部は図3に示すように、ハーフミラー8を介して光源としてのレーザダイオード9と、検出器としての受光素子10に対向している。したがって、レーザダイオード9から所定の波長のパルス光を発光すると、ハーフミラー8によって反射され、光ファイバー6によって送受光窓7a～7gに導光され、また送受光窓7a～7gから受光された反射光は光ファイバー6によって導光され、ハーフミラー8を透過して受光素子10に受光される。

【0022】したがって、前記先端部5に配置された複数の送受光窓7a～7gは、照射用と受光用の共用である。ここで、先端側の3つの送受光窓7a, 7b, 7cおよびこれに接続する光ファイバー6を照射用とし、送受光窓7d, 7e, 7fを受光用とした場合、送受光窓7aから照射された光Aは送受光窓7dに受光され、送

10

20

30

40

50

受光窓7bから照射された光Bは送受光窓7eに受光され、同様に、送受光窓7cから照射された光Cは送受光窓7fに受光されるようになっている。

【0023】そして、プローブ4を生体腔内に挿入し、プローブ4の先端部5を生体組織に押し当てた状態で、図2に示すように、送受光窓7a, 7b, 7cから順次パルス光を照射すると、送受光窓7aから照射された光Aは生体組織内を拡散しながら進行し、生体組織の深部を通過した反射光は送受光窓7dに受光される。同様に、送受光窓7bから照射された光Bは送受光窓7eに受光され、送受光窓7cから照射された光Cは送受光窓7fに受光される。

【0024】前記パルス光は、例えばこの波長は酸素代謝情報を含むチトクローム、ヘモグロビンに吸収のある700nm～950nmの近赤外光であり、生体組織の深部を通過した反射光を有効に捕らえることができ、この反射光は受光素子10によって検出してそれぞれの波長の検出光を演算することにより、ヘモグロビン、ミオグロビン、チトクロームの酸素飽和度を求める。

【0025】そして、光A, B, Cの順に走査することにより、図4に示すように、代謝活動の少ない領域イ、代謝活動の多い領域ロの代謝分布が得られ、生体組織の代謝状態を局部のみならず、広い領域を一度に測定できる。

【0026】図5は第2の実施例である。この実施例は、プローブ4の先端部5の最も先端側の1つの送受光窓7aを照射用とし、残りの複数の送受光窓7b, 7c…を受光用としたものである。この実施例によれば、受光用としての送受光窓7b, 7c…を順次切り替えることによって照射部と受光部との間隔を可変することができ、生体組織の浅い部分から深い部分までの代謝状態を分布的に測定できる。

【0027】図6は第3の実施例である。この実施例は、プローブ4の先端部5に複数の送受光窓7a, 7b, 7c…をリング状に形成したものである。この実施例によれば、例えば最も先端側の1つの送受光窓7aを照射用とし、残りの複数の送受光窓7b, 7c…を受光用とすることにより、第2の実施例と同様に受光用としての送受光窓7b, 7c…を順次切り替えることによって照射部と受光部との間隔を可変することができ、生体組織の浅い部分から深い部分までの代謝状態を分布的に測定できるとともに、生体の管腔等を測定する場合に1度の測定で全周を測定できる。

【0028】なお、前記各実施例においては、プローブ4を体腔内に挿入し、先端部5を生体組織に押し当てた状態、つまり固定した状態で測定する場合について説明したが、プローブ4の基端部に回転角検出手段を設け、プローブ4を体腔内で回転させることにより、3次元的に表示したり、プローブ4の軸に直角な面の断面における代謝活動を表示することもできる。

【0029】また、前記照射と受光の位置関係でそれぞれ各照射、受光用の光ファイバー6がプローブ4の表面に対し、直角に露出するとしたとき、照射、受光位置を結ぶ曲線上の代謝状態を確率的に多く反映するという仮定に基づく。したがって、例えばこの曲線上に反射の多い骨や空気体または屈折率の大きい異なる組織がある場合には正しく診断結果は得られない。しかし、一様な臓器中の管腔内ではほぼ代謝の活動状況を反映した結果が得られ、組織の生死に関する情報が得られる。

【0030】図7は代謝情報測定装置の全体構成を示すもので、11は図示しない4つのレーザダイオードからなる光源である。12は体腔内の例えば心臓、胃、大腸、脳等に挿入可能な伸長で、かつ細径なフレキシブルチューブよりなるプローブである。

【0031】また、13は生体組織に照射される光強度を測定する参照光検出器で、14は生体組織深部に至り反射してきた光を測定する検出器であり、さらに15は前記光源11を制御し、かつそれと同期して参照光検出器13と検出器14の信号より代謝を求める制御装置である。

【0032】前記プローブ12は図示しない6束よりなる光ファイバー束をフレキシブルチューブによって覆つたもので、体腔内に挿入する挿入部16と、挿入部16の先端部17に設けた湾曲部18およびこの湾曲部18を湾曲操作するためのアングル操作部19を有した操作部20を備えている。

【0033】さらに、前記操作部20にはユニバーサルコード21が接続され、このユニバーサルコード21には前記光源11とコネクタ22を介して接続する複数の光伝送用ファイバー22a、参照光検出器13とコネクタ24を介して接続する参照光検出用ファイバー25および検出器14とコネクタ26を介して接続する受光用ファイバー27が内装されている。

【0034】前記複数の光伝送用ファイバー22aは照射用ファイバー23に接続され、この照射用ファイバー23および受光用ファイバー27はプローブ12の挿入部16を通じて先端部17まで延長している。そして、その1つについて説明すると、図8に示すように、前記照射用ファイバー23の出射端23aおよび受光用ファイバー27の入射端27aは、先端部17にその軸方向に対して直角方向に設けられたプリズム28、29に接合され、光学的に接続されている。

【0035】したがって、前記照射用ファイバー23および受光用ファイバー27の光軸はプリズム28、29によって先端部17の長手方向に対して直角に変換されるようになっており、両プリズム28、29の反射面28a、29aには光を効率的に反射させるためのアルミ等の反射膜が蒸着されている。

【0036】図9は前記プリズム28、29に代わって前記照射用ファイバー23および受光用ファイバー27

10

20

30

40

50

の先端部を挿入部16の先端部17において直角に湾曲し、出射端23aおよび入射端27aを先端部17の側面に向けるとともに、側面より僅かに突出した構造である。また、前記出射端23aおよび入射端27aの突出部分は俺や生体組織への侵襲を防ぐ保護部17aが設けられている。

【0037】なお、前記照射用ファイバー23および受光用ファイバー27の曲げ角は直角である必要はなく、前記出射端23aより出射した光の光軸および入射端27aで検出する光の光軸が先端部17より離れるにしたがい広がるような曲げ角に設定してもよい。次に、前述のように構成された代謝情報測定装置の作用について説明する。

【0038】まず、光源11により4つの異なる波長のパルス光を順次発生させる。例えばこの波長は酸素代謝情報を含むチトクローム、ヘモグロビンに吸収のある700nm～950nmの近赤外光である。これらの光はそれぞれコネクタ22に接続されたている照射用ファイバー23に導光される。

【0039】照射用ファイバー23に導光された光はプローブ11の先端部17に導光され、出射端23aからプリズム28を介して生体組織30に均一に照射される。ここで、照射用ファイバー23は参照光検出用ファイバー25を介して参照光検出器14とも接続されているため、生体組織30に照射された直後の反射光つまり照射光強度を測定することができる。

【0040】生体組織30に照射された光は組織による光散乱のため、生体組織30内を拡散しながら進行する。そして、この光の一部、つまり反射光は前記プリズム28と約5mm～数cm離れたプリズム29から受光用ファイバー27の入射端27aに入射し、受光用ファイバー27を介して検出器14に導光される。

【0041】したがって、生体組織30の深部を通過した反射光を有効に捕らえることができ、それぞれ異なる波長の光を順次検出し、それぞれの波長の参照光波長と検出光を相互に演算することにより、ヘモグロビン、ミオグロビン、チトクロームの酸素飽和度を求めて表示部(図示しない)に表示する。

【0042】例えば、心筋の代謝を測定する際には、前記挿入部16をX線透視下で大腿動脈より挿入して大動脈を経て、左心室の心筋に先端部17の側部を押し当てる。このとき、先端部17が生体組織30に当たるようにアングル操作部19を操作して湾曲部18を湾曲し、先端部17に設けられたプリズム28、29と生体組織30が隙間なく接触するようにする。

【0043】なお、心筋の代謝だけでなく、胃に挿入された内視鏡のチャンネルを利用し、内視鏡下で観察しながら胃内壁の代謝を測定したり、脳血管よりプローブ12を挿入して脾臓、肝臓、肝臓等の代謝を測定してもよい。

【0044】図10～図12はプローブの挿入部31の先端部32に吸引機能を備えたもので、33は照射窓、34は受光窓である。照射窓33および受光窓34の両側には吸引穴35が設けられている。この吸引穴35は挿入部31に内挿された吸引用チューブ36を介して外部に設けられた真空ポンプ(図示しない)に接続されている。

【0045】したがって、挿入部31を体腔内に挿入し、先端部32を生体組織30に位置した後、真空ポンプによって吸引穴35を負圧にすることによって、先端部32を生体組織30に吸着させることができ、生体組織30の代謝情報を正確に測定できる。

【0046】図13はプローブの挿入部31の先端部32に押圧機能を備えたもので、33は照射窓、34は受光窓である。照射窓33および受光窓34の反対側に位置する先端部32の側面にはバルーン37が設けられている。このバルーン37は挿入部31に内挿された送気用チューブ38を介して外部に設けられ、制御装置39によって制御されるコンプレッサ40に接続されている。

【0047】したがって、挿入部31を管腔に挿入し、先端部32を生体組織30に位置した後、コンプレッサ40によってバルーン37に空気を圧送することにより、バルーン37が膨張して一方の管腔壁を押圧し、その反力によって先端部32を生体組織30の目的部位に押し当てることができ、生体組織30の代謝情報を正確に測定できる。

【0048】図14はプローブの挿入部31の先端部32に送液機能を備えたもので、33は照射窓、34は受光窓である。照射窓33および受光窓34の反対側に位置する先端部32の側面には送液チャンネル41と連通する送液口42が設けられている。送液チャンネル41はポンプ43を介して生理食塩水を収容するリザーバ44に連通している。

【0049】したがって、挿入部31を管腔に挿入し、先端部32を生体組織30に位置した後、ポンプ43によって生理食塩水を送液チャンネル41を圧送することにより、送液口42から生理食塩水が一方の管腔壁に向かって噴出し、その反力によって先端部32を生体組織30の目的部位に押し当てることができ、生体組織30の代謝情報を正確に測定できる。

【0050】図15～図17は先端部に偏平状の送受光部材45を有したプローブ46を示すもので、送受光部材45の偏平部分には複数の照射窓47と1つの受光窓48が設けられている。

【0051】前記複数の照射窓47はそれぞれプローブ46に内挿された複数本の照射用ファイバー49の一端に接続され、受光窓48は同じくプローブ46に内挿された1本の受光用ファイバー50の一端に接続されている。

【0052】一方、光源としての複数のレーザダイオード51の光路上にはダイクロイックミラー52が配置され、この反射光路上にはミラー53が設置されている。さらに、このミラー53の反射光路上にはプリズム54が回動自在に設けられ、このプリズム54によって照射光を前記照射用ファイバー49の入射端に選択的に入射できるようになっている。また、前記受光用ファイバー50の他端は受光素子55に対向して設けられている。

【0053】したがって、プローブ46を体腔内に挿入し、送受光部材45を生体組織30の目的部位に接合した状態で、複数のレーザダイオード51の各々からシリアルに発光すると、ダイクロイックミラー52、ミラー53およびプリズム54を介して照射光が照射用ファイバー49の入射端に選択的に入射される。

【0054】照射用ファイバー49に入射された照射光は送受光部材45の照射窓47から生体組織30に照射され、その反射光は受光窓48によって受光される。そして、受光用ファイバー50を介して受光素子55に受光される。

【0055】この場合、複数の照射窓47を有しているため、照射窓47を選択することにより、照射部と受光部との間隔を可変することができ、生体組織の浅い部分から深い部分までの代謝状態を分布的に測定できる。また、送受光部材45が偏平状であるため、照射部と受光部を生体組織30に密着でき、効率の良い情報検出ができる。

【0056】また、図17に示すように、プローブ46の先端の送受光部材45を生体組織30上でスキャンさせることにより、深さ方向に対して3次元的な情報が得られる。

【0057】図18および図19は、プローブ56に渦巻き状の先端部57を設け、この先端部に照射窓58と受光窓59を設け、生体組織に対する先端部57の密着性を向上させたものである。

【0058】前記先端部57には形状記憶合金からなるワイヤ60が内挿されている。このワイヤ60は渦巻状に記憶されており、非通電時には真っ直ぐであるが、加熱することによって渦巻状に復元する。

【0059】したがって、例えば、胸壁61にガイド筒62を貫通し、このガイド筒62を体腔内に挿入し、心臓63に通じる膜(図示しない)を切り、心膜を切開すると、心筋が露出する。心筋は心筋梗塞の疑いがあるので、もし梗塞の範囲が少なければ冠状動脈バイパス手術等で治療し、心筋梗塞周囲の心筋を虚血から救うことができる。

【0060】この判定を行うために前記のように心筋を胸腔鏡下で見ながら、前記ガイド筒62をガイドとして先端部57が真っ直ぐなプローブ56を挿入し、挿入後、ワイヤ60に通電して加熱し、先端部57を渦巻状にして心臓63の筋層の上に接合する。

9

【0061】そして、照射窓58と受光窓59を心臓63の筋層上に密着した状態で、照射窓58から心臓63に向かって照射することにより、心臓63の代謝情報を正確に測定できる。

【0062】

【発明の効果】以上説明したように、この発明によれば、プローブの軸方向に沿って検査光出射部または検査光受光部のうち少なくとも一方を複数配置し、複数の検査光出射部から順次検査光を出射すると、検査光は生体組織を散乱、反射しながら透過し、検査光出射部に対応する検査光受光部に受光される。これを繰り返すことによって生体組織の代謝情報を分布的に測定でき、広い範囲を短時間に正確に測定できるという効果がある。

【図面の簡単な説明】

【図1】この発明の第1の実施例に係わるプローブの先端部の縦断側面図。

【図2】同実施例のタイミングチャート図。

【図3】同実施例の発光部と受光部の配置状態を示す斜視図。

【図4】同実施例の代謝分布図。

【図5】この発明の第2の実施例に係わるプローブの斜視図。

10

【図6】この発明の第3の実施例に係わるプローブの斜視図。

【図7】代謝情報測定装置の全体の概略的構成図。

【図8】同装置のプローブの縦断側面図。

【図9】同装置のプローブの縦断側面図。

【図10】吸引機能を持ったプローブの側面図。

【図11】図10の矢印a-a線に沿う断面図。

【図12】同プローブの使用状態の側面図。

【図13】バルーンを持ったプローブの縦断側面図。

【図14】生理食塩水を噴出する噴出機能を持ったプローブの縦断側面図。

【図15】プローブの先端部に偏平状の送受光部材を持った代謝情報測定装置の全体の概略的構成図。

【図16】同装置の使用状態の側面図。

【図17】同装置の使用状態の斜視図。

【図18】先端部が渦巻状に湾曲するプローブにおける使用状態の斜視図。

【図19】図18の矢印b-b線に沿う断面図。

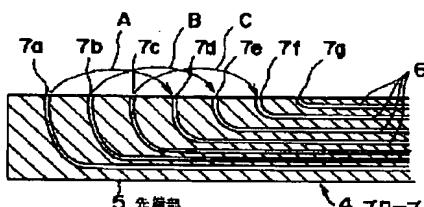
【図20】心筋の一般的な測定状態を示す斜視図。

【符号の説明】

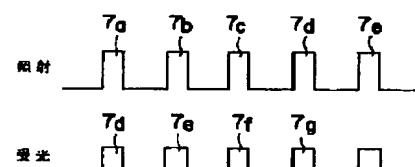
4…プローブ、6…光ファイバー、7a～7f…送受光窓。11…光源、14…検出器。

20

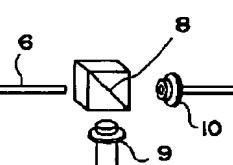
【図1】



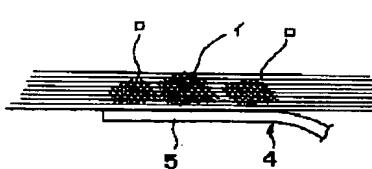
【図2】



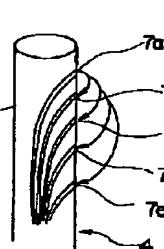
【図3】



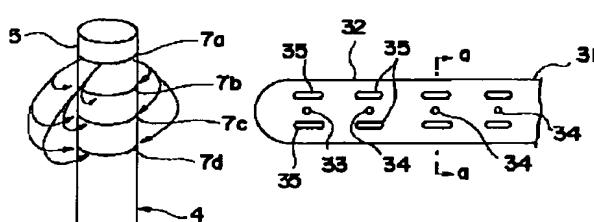
【図4】



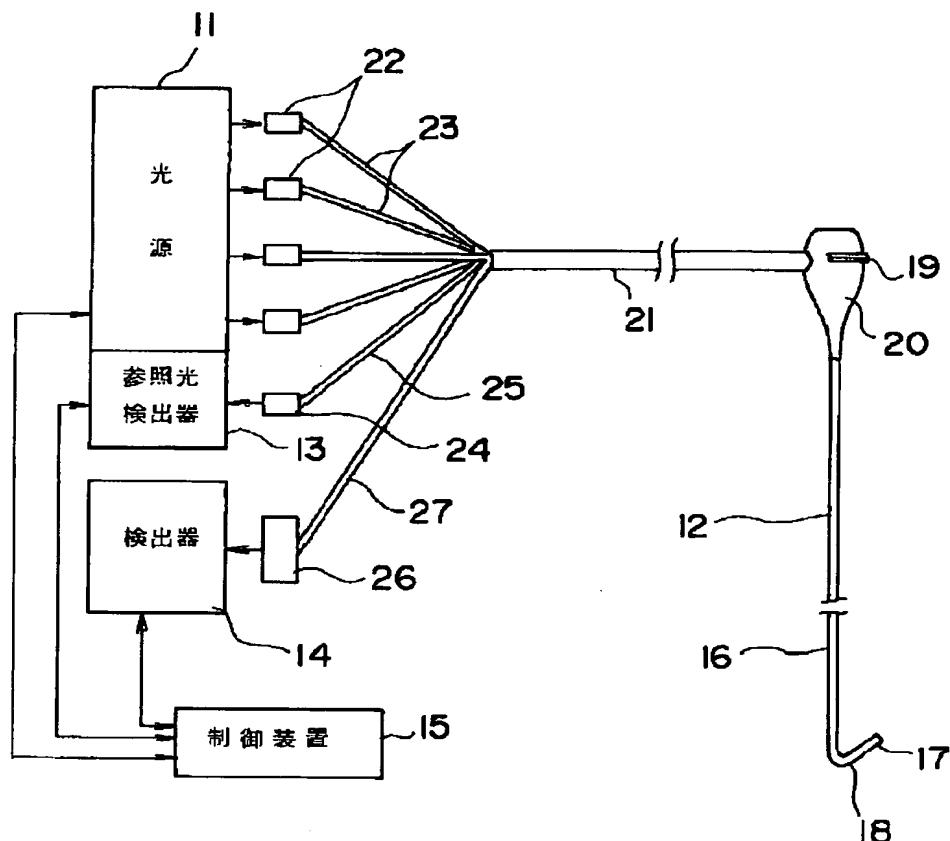
【図5】



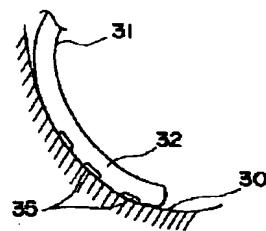
【図6】



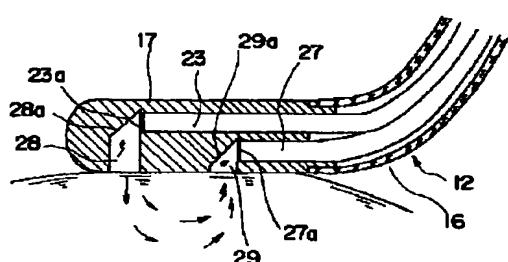
【図7】



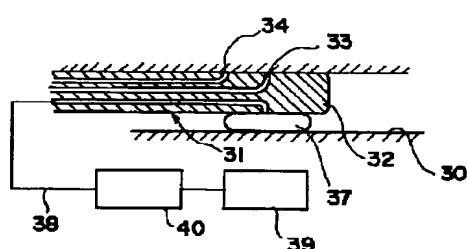
【図12】



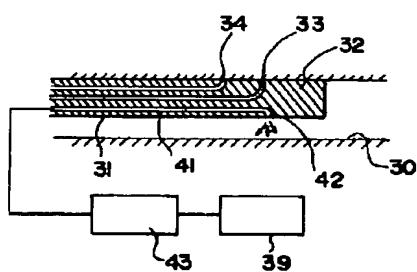
【図8】



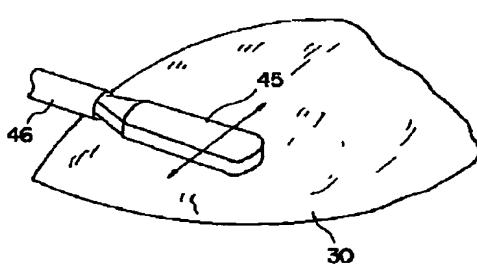
【図13】



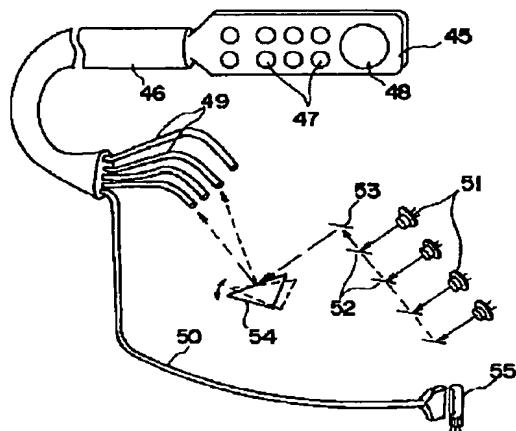
【図14】



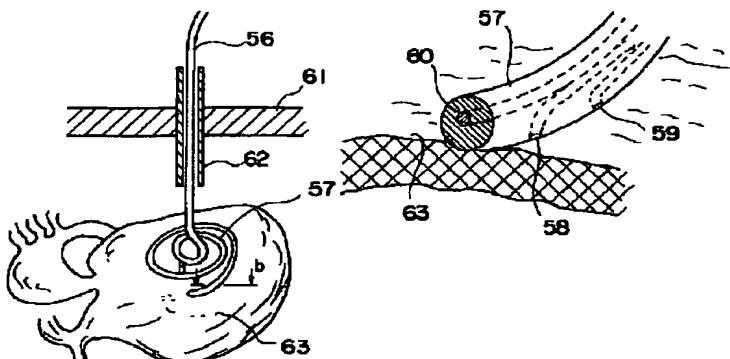
【図17】



【図15】

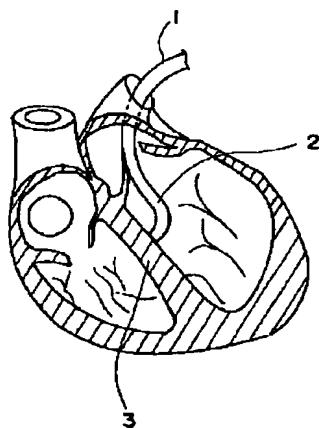


【図18】



【図19】

【図20】



フロントページの続き

(72)発明者 大曲 泰彦

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 田代 芳夫

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 中村 一成

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 梅山 広一

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 大明 義直

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 高山 修一

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 山口 征治

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業株式会社内

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- BLACK BORDERS**
- IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- FADED TEXT OR DRAWING**
- BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- SKEWED/SLANTED IMAGES**
- COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- GRAY SCALE DOCUMENTS**
- LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- OTHER:** _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.